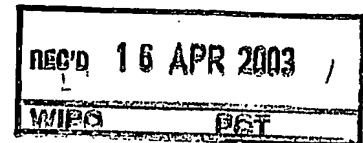


10 / 509457



28 SEP 2004

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 14 763.9
Anmeldetag: 03. April 2002
Anmelder/Inhaber: Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Hamburg/DE
Bezeichnung: Verfahren zur Bestimmung eines Bildes aus
einer Bildsequenz
IPC: G 06 K, G 06 T, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 19. Dezember 2002
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Nietiedt

BEST AVAILABLE COPY



BESCHREIBUNG

Verfahren zur Bestimmung eines Bildes aus einer Bildsequenz.

- Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung eines Korrespondenzbildes zu einem Referenzbild aus einer Bildsequenz eines bewegten Objekts, wobei die Bildsequenz die Objektbewegung als Abfolge von Bewegungszuständen darstellt. Weiterhin betrifft die Erfindung ein System und ein Untersuchungsgerät, mit denen das Verfahren durchführbar ist sowie ein Computerprogramm und ein Computerprogrammprodukt, das einer Datenverarbeitungseinheit die Durchführung des Verfahrens ermöglicht.
- 10 Das Verfahren kommt beispielsweise dort zum Einsatz, wo in einer Bildfolge ein Bild eines Bewegungszustands bestimmt werden soll, der auch in einem Referenzbild, das bei einer zweiten ähnlichen Bewegung des Objekts akquiriert wurde, dargestellt ist. Während das Objekt die Bewegungen ausführt, wird jeweils ein Signal bestimmt, das für jede Bewegung die zeitliche Abfolge der Bewegungszustände darstellt. Solche
- 15 Geräte sind zum Beispiel aus der Medizin bekannt. In der Patentschrift US4729379 ist ein Röntgenuntersuchungsgerät zur Verwendung bei kardiologischen Untersuchungen beschrieben, bei dem zwei Röntgenbildsequenzen des schlagenden Herzens akquiriert werden. Während der Akquisition von einer der beiden Sequenzen wird ein Kontrastmittel in die Blutgefäße des Herzens injiziert.
- 20 In einem nächsten Schritt werden die beiden Sequenzen Bildweise voneinander subtrahiert, wodurch in der resultierenden Differenzsequenz nur noch die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße möglichst ohne Hintergrund dargestellt sind. Dazu müssen die beiden Bildsequenzen so gegeneinander ausgerichtet werden, dass aus jeder Bildsequenz
- 25 jeweils die Bilder voneinander subtrahiert werden, die den gleichen Bewegungszustand darstellen. Dies wird dadurch realisiert, dass parallel zu der Akquisition der beiden Bildsequenzen jeweils mit Hilfe eines Elektrokardiographen ein elektrokardiographisches Signal (EKG) ermittelt wird. In beiden EKG werden jeweils zwei aufeinander-

folgende R-Zacken ermittelt, mit denen die beiden EKG gegeneinander ausgerichtet werden. Unterscheidet sich die Zeit zwischen den beiden R-Zacken bei den beiden EKG, so wird dieser Zeitunterschied durch lineare Interpolation ausgeglichen, sodass die Bilder, die zwischen den R-Zacken der beiden zugehörige Bildsequenzen akquiriert wurden, zugeordnet werden können.

Durch die Verwendung von nur einem Referenzzeitpunkt pro Herzschlag werden die Bildsequenzen zu nur einem Zeitpunkt gegeneinander ausgerichtet, wodurch Unterschiede der beiden EKG-Signale einerseits bezüglich der Dauer der gesamten Herzschläge und andererseits bezüglich der Dehnung oder Stauchung einzelner Abschnitte der Herzbewegung nicht berücksichtigt werden. Dadurch entstehen in der Differenzsequenz unerwünschte und störende Artefakte.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, solche Systeme zu verbessern.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zur Bestimmung eines Korrespondenzbildes zu einem Referenzbild aus einer Bildsequenz eines bewegten Objekts mit Hilfe eines ersten und zweiten Bewegungs-Signals, wobei

- das erste und das zweite Bewegungs-Signal jeweils den zeitlichen Verlauf der Bewegungszustände einer ersten Bewegung und einer zweiten Bewegung des Objekts darstellen,
- die Bildsequenz die erste Bewegung des Objekts als eine Bildfolge von Bewegungszuständen darstellt,
- das Referenzbild einen Bewegungszustand aus der zweiten Objektbewegung darstellt und zu einem Referenzzeitpunkt während der zweiten Bewegung des Objekts akquiriert wird,

mit folgenden Schritten:

- a. Bestimmung einer Ähnlichkeitsfunktion durch einen Ähnlichkeitsvergleich des ersten und zweiten Bewegungs-Signals,
- b. Bestimmung eines Korrespondenz-Zeitpunkts in dem ersten Bewegungs-Signal mit Hilfe der Ähnlichkeitsfunktion, wobei der Korrespondenz-

Zeitpunkt zu dem Akquisitionszeitpunkt des Referenzbildes aus dem zweiten Bewegungs-Signal korrespondiert,

- c. Bestimmung desjenigen Bildes der Bildsequenz mit Hilfe des ersten Bewegungs-Signals, dessen Akquisitionszeitpunkt zumindest näherungsweise mit dem Korrespondenz-Zeitpunkt übereinstimmt.

5

Dieses Verfahren dient zur Bestimmung eines Korrespondenzbildes zu einem Referenzbild, wobei das Korrespondenzbild zumindest näherungsweise denjenigen Bewegungszustand eines bewegten Objekts darstellt, der in einem Referenzbild dargestellt ist.

- 10 Dabei wird von einer ersten Bewegung eines Objekts eine Bildsequenz akquiriert, bei der jedes Bild einen Bewegungszustand der Objektbewegung darstellt. Die Abfolge der Bilder zeigt dann eine Bewegtbildsequenz der Objektbewegung. Während das Objekt eine zweite Bewegung ausführt, wird von einem Bewegungszustand, der bei der Ausführung der zweiten Bewegung von dem Objekt eingenommen wird, ein Referenzbild
- 15 akquiriert. Sowohl von der ersten als auch von der zweiten Bewegung liegt ein Bewegungs-Signal vor, das den zeitlichen Verlauf der Bewegungszustände der Bewegung charakterisiert oder repräsentiert. Ein solches Signal ist beispielsweise ein EKG, welches gleichzeitig mit der Ausführung der jeweiligen Bewegung akquiriert
- 20 werden kann. Ein anderes Bewegungs-Signal ist ein von einem Atemsensor während der Ausübung der Atembewegung eines Patienten erzeugtes Signal.

- In einem ersten Verfahrensschritt werden die beiden Bewegungs-Signale auf Ähnlichkeiten untersucht. Dabei entsteht eine Ähnlichkeitsfunktion, mit deren Hilfe jedem
- 25 Zeitpunkt des einen Bewegungs-Signals ein korrespondierender Zeitpunkt des anderen Bewegungs-Signals derart zugeordnet werden kann, dass das Objekt zu beiden Zeitpunkten zumindest näherungsweise den gleichen Bewegungszustand eingenommen hat. Mit Hilfe der Ähnlichkeitsfunktion ist es möglich, in zwei Bewegungen zwei Zeitpunkte zu bestimmen, an denen das Objekt während der jeweiligen Bewegungen
- 30 ungefähr den gleichen Bewegungszustand eingenommen hat. Selbst wenn die Bewe-

gungen so unterschiedlich sind, dass die Bewegungs-Signale der Bewegungen gegeneinander nicht-linear verzerrt sind, liefert dieses Verfahren im Gegensatz zu bekannten Verfahren noch verwertbare Ergebnisse.

- 5 In einem zweiten Verfahrensschritt wird in dem ersten Bewegungs-Signal der zu dem Referenzzeitpunkt des zweiten Bewegungs-Signals korrespondierende Zeitpunkt in dem ersten Bewegungs-Signal bestimmt. In einem dritten Verfahrensschritt wird als Korrespondenzbild dasjenige Bild der Bildfolge bestimmt, dessen Akquisitionszeitpunkt ungefähr dem korrespondierenden Zeitpunkt entspricht. Das so ausgewählte Korrespondenzbild stellt zumindest näherungsweise denjenigen Bewegungszustand des bewegten Objekts dar, der in dem Referenzbild dargestellt ist. Wird das Referenzbild und das Korrespondenzbild aus der Bildfolge voneinander subtrahiert, so weist das Subtraktionsbild besonders wenig der Artefakte auf, die dadurch entstehen können, dass zwei Bilder mit zu unterschiedlichen Bewegungszuständen voneinander subtrahiert werden.
- 10
- 15 Gemäß Anspruch 2 kann der Ähnlichkeitsvergleich mit dem bekannten Verfahren der ‚Dynamischen Zeitverzerrung‘ durchgeführt werden. Dieses Verfahren ermöglicht eine besonders schnelle und effiziente Durchführung des Ähnlichkeitsvergleichs.
- 20 Ist die Objektbewegung prinzipiell so bekannt, dass zusätzlich Aussagen über diejenigen Bewegungszustände möglich sind, die das Objekt zwischen den Akquisitionen der Bilder der Bildsequenz eingenommen hat, so können durch Interpolation für diese Bewegungszustände künstliche Zwischenbilder erzeugt werden. Beispielsweise sind die Bewegungen, die einige Organe während der Atmung ausführen, mit einem Bewegungsmodell hinreichend genau beschreibbar. Gemäß Anspruch 3 kann dann ein Bild erzeugt werden, dass möglichst genau den Bewegungszustand darstellt, den das Objekt während der Akquisition des Referenzbildes eingenommen hat. Dies ist besonders dann von Vorteil, wenn die Differenz der tatsächlichen Akquisitionszeitpunkte der Bilder der Bildsequenz zu dem Korrespondenz-Zeitpunkt so groß ist, dass zu viele Artefakte
- 25
- 30 beispielsweise in einem Subtraktionsbild hervorgerufen werden. Die Interpolation von

Zwischenbildern kann auch dann vorteilhaft angewendet werden, wenn für die Bildsequenz nur wenige Bilder während der Objektbewegung akquiriert werden können.

5 Gemäß Anspruch 4 kann das Verfahren besonders vorteilhaft in Systemen eingesetzt werden, wo Bilder und Bildsequenzen des menschlichen oder tierischen Herzens erzeugt werden und zudem ein EKG der Herzbewegung vorliegt. Insbesondere bei Patienten, die aufgrund von Krankheiten oder aufgrund bestimmter psychischer Zustände Herzschläge aufweisen, deren EKG im Vergleich der einzelnen Herzschläge untereinander nicht-lineare Verzerrungen aufweisen, ermöglicht das erfindungsgemäße
10 Verfahren das sichere Auffinden von Bildern, die den gleichen Bewegungszustand des Herzens darstellen.

15 Gemäß Anspruch 5 wird das Verfahren in Systemen eingesetzt, wo eine Subtraktions-Angiographie durchgeführt wird. Bildgebende Verfahren, mit denen Bilder von Bewegungszuständen des Herzens akquiriert werden können, sind gemäß Anspruch 6 Röntgenbildsysteme und nach Anspruch 7 Ultraschallsysteme. Aber auch bildgebende Systeme, die Schnitt- oder Volumenbilder erzeugen, wie Kernspintomographen oder Röntgen-Computertomographen, sind in naher Zukunft in der Lage, Bewegungszustände des Herzens aufzuzeichnen. Das Verfahren kann dann entsprechend angewendet
20 werden.

25 Dementsprechend ist gemäß Anspruch 8 der Einsatz des Verfahrens in einem System mit einer Datenverarbeitungseinheit, wie sie in modernen bildgebenden Systemen der Medizin zum Einsatz kommen, besonders vorteilhaft. Gemäß Anspruch 9 kann ein Röntgenuntersuchungssystem ein solches System aufweisen. Ist die Datenverarbeitungseinheit programmierbar ausgestaltet, so kann ein Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt nach Anspruch 10 der Datenverarbeitungseinheit die Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ermöglichen.

Im Folgenden wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen und Figuren näher erläutert.

Fig. 1 zeigt schematisch zwei EKG in Kombination mit Bildakquisitionen.

Fig. 2 zeigt ein generelles Verfahren zum Ähnlichkeitsvergleich zweier Signale.

5 Fig. 3 zeigt die vergleichbare Aufgabenstellung in der Spracherkennung.

Fig. 4 zeigt beispielhaft lokale und kumulative Distanzen so wie die jeweilige Rückverfolgungsmatrix.

Fig. 5 und Fig. 6 zeigen jeweils ein Diagramm einiger lokaler Distanzen für unterschiedliche EKG.

10 Fig. 7 verdeutlicht die Bestimmung eines Korrespondenzbildes.

Fig. 8 zeigt ein Röntgenuntersuchungssystem.

Fig. 1 zeigt schematisch den Verlauf eines Elektrokardiogramms (EKG) E_1 eines Herzschlags über die Zeit t . Die Elektrokardiographie ist eine Methode zum Aufzeichnen der

15 Aktionsströme des menschlichen oder tierischen Herzens. Die erregte Herzmuskelstelle hat gegenüber der unerregten eine elektrische Ladung, die sich über den übrigen Muskelabschnitten des Herzens mit einer bestimmten Geschwindigkeit ausbreitet. Mit geeigneten, am Körper angebrachten Elektroden können diese Ströme in bekannter Art und Weise über die Zeit gemessen und ähnlich wie in Fig. 1 dargestellt werden. Die für

20 den Menschen typische Dauer eines Herzschlags liegt bei einer Sekunde.

Während des Herzschlags wird zu mehreren Zeitpunkten t_1 bis t_{14} jeweils ein Bild I_1 bis I_{14} des Herzens akquiriert. Jedes der Bilder I_1 bis I_{14} stellt einen Bewegungszustand des Herzens als Momentaufnahme der sehr komplexen Herzbewegung des

25 Herzens dar. Solche Bilder können mit bekannten bildgebenden Verfahren, beispielsweise mit Röntgenbilderzeugung oder Ultraschall-Bilderzeugung, akquiriert werden. Mit heutigen Röntgen-Systemen ist es möglich, maximal 30 bis 60 Bilder pro Sekunde zu akquirieren, wodurch die Bilder der Bildsequenz eines Herzschlags 30 bzw. 60 verschiedene Bewegungszustände des Herzens darstellen. Eine derartige Anzahl an

30 Bildern ist jedoch in den Figuren nur schwer darzustellen, weshalb mit einer geringeren Anzahl gearbeitet wird.

- Bei einigen Untersuchungen des Herzens ist es hilfreich, von dem Herzen nur den Gefäßbaum der Blutgefäße abzubilden. Dazu werden von einem Bewegungszustand des Herzens ein erstes und ein zweites Bild akquiriert. Während der Akquisition des zweiten Bildes wird beispielsweise mit Hilfe eines Katheters ein röntgenstrahlen-
- 5 absorbierendes Kontrastmittel in die Blutgefäße des Herzens geleitet, wodurch die Blutgefäße in dem Röntgenbild besonders gut hervorgehoben werden. Die Akquisition des ersten Bildes erfolgt ohne Kontrastmittel. In einem nächsten Schritt werden die beiden Bilder, beispielsweise Bildpunkt für Bildpunkt, voneinander subtrahiert, sodass im Idealfall nur noch der mit Kontrastmittel gefüllte Gefäßbaum zu sehen ist. Dieses
- 10 Verfahren wird auch Subtraktions-Angiographie, bei digitalisierten Bildern auch Digitale Subtraktions-Angiographie (DSA) genannt. In Fig. 1 ist die Erzeugung einer zweiten Bildsequenz, bei der die Herzgefäße mit Kontrastmittel gefüllt sind, sowie das korrespondierende EKG E1' des Herzschlags schematisch dargestellt. Zu den Zeit-
- 15 punkten $t'1$ bis $t'14$ werden die Bilder I'1 bis I'14 akquiriert.
- Ein durch DSA erzeugtes Bild ist besonders arm an Artefakten, wenn die Bildelemente, die durch die Subtraktion ausgeblendet werden sollen, in beiden Bildern nahezu gleich sind. Weiterhin sollte die Form des hervorzuhebenden Gegenstands in beiden Bildern nahezu gleich sein. Dazu ist es insbesondere bei einer komplexen Bewegung wie der
- 20 Herzbewegung von Bedeutung, zwei Bilder, die möglichst des gleichen Bewegungszustand der Herzens darstellen, voneinander zu subtrahieren. Soll beispielsweise der in Bild I8 dargestellte Bewegungszustand als DSA-Bild dargestellt werden, so muss aus der zweiten Bildsequenz das Bild I'8 gefunden werden, das nahezu den gleichen Bewegungszustand des Herzens darstellt wie in Bild I8. Dies ist durch die gestrichelte
- 25 Linie angedeutet. Wird wie in bisherigen Systemen ausschließlich die sogenannte R-Zacke (ausgeprägte Zacke kurz vor dem Akquisitionszeitpunkt von I8) als Referenzzeitpunkt genommen und ist diese Zacke in dem EKG E1' 1 deutlich breiter als in dem EKG E1 (gestrichelt dargestellter Teil des EKG E1), so würde ein bekanntes Verfahren ein Bild I'8 liefern, dass sich noch im absteigenden Teil der R-Zacke befindet, also
- 30 einen völlig anderen Bewegungszustand darstellt als das tatsächlich gesuchte I'8.

Insbesondere bei herzkranken Patienten kann nicht davon ausgegangen werden, dass der Kurvenverlauf des EKG von zwei unterschiedlichen Herzschlägen genau gleich ist. In der Regel weist das eine EKG nichtlineare Verzerrungen gegenüber dem anderen EKG auf, sodass sich das Herz während der Akquisition des einen EKGs zu einem bestimmten Zeitpunkt in einem anderen Bewegungszustand befindet als während der Akquisition des anderen EKGs. Dadurch wird der Vergleich zweier EKGs zur Ermittlung des zu dem Bild 18 korrespondierenden Bild 1'8 erschwert.

Fig. 2 zeigt generell ein mögliches Verfahren, mit dem zwei zeitlich nichtlinear verzerrte Signale bezüglich ihrer gegenseitigen Ähnlichkeit untersucht werden können. Die waagerecht und senkrecht aufgetragenen (eindimensionalen) Funktionen entsprechen zwei näherungsweise gleichen Funktionen. Die unterschiedliche zeitliche Strukturierung der beiden Funktionen schlägt sich in der relativen Verzerrung ihrer Zeitskalen nieder. Eine mutmaßliche Zuordnung zwischen Zeitpunkten korrespondierender Ereignisse wie Bewegungszuständen ist als Pfad im Produktgitter der Skalen markiert.

Aus der Spracherkennung ist der Einsatz von solchen Mustervergleichsalgorithmen in Worterkennungssystemen bekannt (beispielsweise aus dem Buch von E. G. Schukat-Talamazzini „Automatische Spracherkennung“, ISBN 3-528-05492-1, Vieweg Verlag, 1995, Kapitel 5.1). Gemäß Fig. 3 ist ein Wortschatz $Y = Y_1 \dots Y_T$ gegeben, wobei jeder Wortschatzeintrag durch ein Referenzmuster Y_i (auch Prototyp oder Schablone genannt) repräsentiert wird und jedes Referenzmuster Y_i in Gestalt einer Merkmalsvektorfolge $Y_i = y_{i1} \dots y_{iN}$ gegeben ist. Ein Wortschatzeintrag bildet eine ausgewählte Realisierung derjenigen Worte, die während der Systemdimensionierungsphase akquiriert wurden. Weiterhin ist ein kurzzeitanalysiertes Wort in Gestalt der Merkmalsvektorfolge $X = x_1 \dots x_T$ gegeben. Die Einzelworterkennungsaufgabe besteht darin, die Identität des mutmaßlich gesprochenen Wortes aus dem Wortschatzes zu ermitteln, indem untersucht wird, welches Wort aus dem Wortschatz mit dem tatsächlich gesprochenen Wort am besten übereinstimmt.

30

Der Abstand $D(X, Y)$ zwischen der Eingabesequenz $X = x_1 \dots x_T$ und einer Referenzfolge $Y = y_1 \dots y_S$ unterschiedlicher Dauer $S \neq T$ wird als Summe lokaler Distanzen $d_{ij} = d(x_i, y_j)$ entlang eines geeigneten Zeitverzerrungspfades zwischen den Vektorfolgen bestimmt. Die lokale Abstandsfunktion $d(\cdot, \cdot)$ wird beispielsweise durch die

5 euklidische Metrik realisiert. Die geeignete Verzerrungsfunktion für diesen Zweck sollte X in seiner ganzen Länge auf Y abbilden, gewissen Monotonie- und Stetigkeitseigenschaften in der t-Skala und der s-Skala gehorchen und den geringsten Gesamt-
abstand verursachen. Diese hochkomplexe diskrete Optimierungsaufgabe - auch unter
den genannten Einschränkungen wächst die Zahl der kombinatorisch möglichen Pfade

10 exponentiell mit der Prototypenlänge - gehorcht dem Optimalitätsprinzip und lässt sich
daher durch das allgemein bekannte Verfahren „Dynamische Programmierung“ lösen.
Für die kumulativen Distanzen $D_{ij} = D(x_1 \dots x_i, y_1 \dots y_j)$ zwischen Anfangsstücken der
Vektorfolgen X, Y gelten die Rekursionsformeln

$$D_{ij} = \begin{cases} 0 & i = j = 0 \\ \min\{D_{i-1,j-1}, D_{i-1,j}, D_{i,j-1}\} + d_{ij} & i > 0, j > 0 \\ \infty & \text{sonst} \end{cases}$$

15

Die Gesamtdistanz $D(X, Y) = D_{TS}$ ist daher mit einem Aufwand von nur $O(T \cdot S)$
Rechenoperationen zu bestimmen. Die Matrizen der lokalen Distanzen LD und der
kumulativen Distanzen KD sind in Figur 4 für ein einfaches Beispiel veranschaulicht.
Der optimale, d.h. abstandsminimale Verzerrungspfad ist durch die stark umrandeten

20 Quadrate hervorgehoben. Er kann durch Setzen von Zeigern in einer Rückverfolgungs-
matrix RV gemäß der oben genannten Minimumentscheidung in der Rekursionsformel
simultan mit dem Gesamtabstand ermittelt werden. Die Anzahl und Form der Terme im
Minimumausdruck der Rekursionsformel hängen von den erlaubten lokalen Transi-
tionen LT der Verzerrungsfunktion ab. Neben der im Beispiel gewählten Struktur sind

25 viele weitere modifizierter Pfadeinschränkungen bekannt. Dieser bekannte Algorithmus
zur zeitelastischen Abstandsberechnung heißt **Dynamische Zeitverzerrung** (dynamic
time warping, DTW).

Mit diesem Verfahren ist es möglich, zwei EKG-Kurven miteinander auf Ähnlichkeiten zu untersuchen. Dazu liegen die EKG-Kurven digitalisiert, das heißt durch eine große Anzahl (beispielsweise 300) Stützstellen je Kurve vor, was durch eine Abtastung des EKG-Signals in bekannter Art und Weise realisiert werden kann. Die EKG-Kurven

5 bilden demnach eine Folge von Skalaren. Die lokale Abstandsfunktion kann dabei durch folgende alternative Normen ausgedrückt werden:

- $d_{ij} = d(x_i, y_j) = |x_i - y_j|$.
- $d_{ij} = d(x_i, y_j) = (x_i - y_j)^2$, oder
- allgemein $d_{ij} = d(x_i, y_j) = \|x_i, y_j\|$ mit $\|x, y\|$ als Metrik.

- 10 Der Ausdruck $\|x, y\|$ ist aus der Mathematik allgemein bekannt und erfüllt die Bedingungen $\|x, y\| + \|y, z\| \geq \|x, z\|$ (Dreiecksungleichung), $\|x, x\| = 0$, $\|x, y\| \geq 0$ und $\|x, y\| = \|y, x\|$ (Symmetrie).

Wie oben werden die kumulativen Distanzen aus der Summe der vorherigen lokalen

- 15 Distanzen gebildet und der günstigste Verzerrungspfad rekursiv mit der Minimumbedingung ermittelt. Liegt der Verzerrungspfad fest, so kann für jede Stützstelle der einen EKG-Kurve eine korrespondierende Stützstelle der anderen EKG-Kurve angegeben werden.

- 20 Bei der Bestimmung des Optimalen Pfades legt die Rekursionsformel fest, welche Kästchen in einem Rekursionsschritt erreichbar sind. In oben genannter Formel wird das Minimum aus drei verschiedenen kumulativen Distanzen bestimmt, wobei die drei Distanzen von einem Kästchen zu direkt benachbarten Kästchen gemessen werden. Alternativ kann auch folgende Rückverfolgungsmatrix, die sich aus der dazugehörigen
- 25 Rekursionsformel ergibt, verwendet werden:

$$D_{ij} = \begin{cases} 0 & i = j = 0 \\ \min\{D_{i,j-1}, D_{i-1,j}, D_{i-2,j-1}\} + d_{ij} & i > 0, j > 0 \\ \infty & \text{sonst} \end{cases}$$

Dabei werden ebenfalls drei kumulative Distanzen verglichen, allerdings sind bei einem der drei Vergleiche die entsprechenden Kästchen nicht unmittelbar benachbart. Welche Distanzen in der Rekursionsformel miteinander verglichen werden, hängt von den genauen Systembedingungen ab und kann gegebenenfalls je nach Aufgabenstellung durch die Rückwärtszeiger bzw. lokalen Transitionen, die durch die Rekursionsformel gegeben sind, variiert werden.

Fig. 5 und Fig. 6 zeigen jeweils ein Diagramm einiger lokaler Distanzen für zwei EKG. Zur Vereinfachung werden die Signalwerte auf die entsprechenden ganzzahligen Werte mit Beträgen zwischen 0 und 10 gerundet (quantisiert). Für jede Stützstelle der Zeitachsen t existiert ein Kästchen, die ersten Stützstellen sind jeweils mit x_1 bis x_5 und y_1 bis y_5 dargestellt. Die lokalen Distanzen berechnen sich jeweils aus

$$d_{ij} = d(x_i, y_j) = |x_i - y_j|. \text{ Der optimale Pfad wird mittels der hier nicht dargestellten kumulativen Distanzen und der Rekursionsformel}$$

$$D_{ij} = \begin{cases} 0 & i = j = 0 \\ \min\{D_{i-1,j-1}, D_{i-1,j}, D_{i,j-1}\} + d_{ij} & i > 0, j > 0 \\ \infty & \text{sonst} \end{cases}$$

bestimmt. In Fig. 5 sind die beiden EKG-Kurven E2 und E3 nahezu gleich, wodurch der optimale Pfad, der durch stark umrandete Kästchen dargestellt ist, als Diagonale verläuft. In Fig. 6 weist das EKG E4 gegenüber dem EKG E2 leichte nichtlineare Verzerrungen auf. In Bereichen, wo die beiden Kurven etwa den gleichen Verlauf haben, verläuft der optimale Pfad nahezu diagonal. In Bereichen, wo der Signalverlauf unterschiedlich ist, weicht der optimale Pfad von der Diagonalen ab. Liegt der optimale Pfad fest, so kann für jeden Zeitpunkt y des EKG E4 ein korrespondierender Zeitpunkt x des EKG E2 bestimmt werden und umgekehrt, wobei zu korrespondierenden Zeitpunkten die EKG-Kurven nahezu den selben Bewegungszustand des Herzens repräsentieren.

Liegen die korrespondierenden Zeitpunkte fest, zeigt Fig. 7 Möglichkeiten für die Auswahl entsprechender korrespondierender Bilder. Während der Akquisition des EKG

B5 sind die Herzgefäße mit Kontrastmittel gefüllt und es wird zu einem Zeitpunkt t51 das Bild I51 akquiriert. Bei der Akquisition der EKG E6 und E7 und der dazugehörigen Bildsequenzen wurde kein Kontrastmittel verwendet. Der Ähnlichkeitsvergleich mit dem EKG E6 liefert den korrespondierenden Zeitpunkt t63, an dem das korrespondierende Bild I63, das den gleichen Bewegungszustand des Herzens darstellt wie das Bild I51, akquiriert wurde. Das Bild I63 kann zur Subtraktions-Angiographie verwendet werden. Der Ähnlichkeitsvergleich mit dem EKG E7 liefert einen korrespondierenden Zeitpunkt t75. Zu diesem Zeitpunkt wurde jedoch kein Bild akquiriert, was durch den gestrichelten Pfeil zum Zeitpunkt t75 verdeutlicht werden soll. Vor dem korrespondierenden Zeitpunkt t75 wurde das Bild I72 und nach dem Zeitpunkt t75 das Bild I73 akquiriert.

Eine erste Möglichkeit zur Erlangung eines zur Subtraktions-Angiographie geeigneten Bildes ist, dasjenige Bild auszuwählen, dessen Akquisitionszeitpunkt möglichst nahe an dem korrespondierenden Zeitpunkt t75 liegt. Mit anderen Worten wird dasjenige Bild ausgewählt, bei dem die Zeitdifferenz zwischen dem Akquisitionszeitpunkt des Bildes und dem korrespondierenden Zeitpunkt t75 am geringsten ist. Dies wäre das Bild I73. Diese Möglichkeit findet insbesondere dann Anwendung, wenn weitere, hier nicht dargestellte Bildsequenzen mit EKGs vorliegen, bei deren Akquisition kein Kontrastmittel verwendet wurde. Für jedes dieser weiteren EKGs ist mit diesem Verfahren eine Zeitdifferenz zwischen dem jeweiligen korrespondierenden Zeitpunkt und dem nächstliegenden Bild bestimmbar. Für eine Subtraktions-Angiographie wird dann das Bild ausgewählt, bei dem die Zeitdifferenz am geringsten ist.

Eine andere Möglichkeit zur Erlangung eines Bildes, das zur Subtraktions-Angiographie geeignet ist, besteht in der Interpolation eines Bildes aus denjenigen Bildern, die jeweils vor und nach dem korrespondierenden Zeitpunkt akquiriert wurden. Beispielsweise kann die Bewegung des Herzens zwischen den in den Bildern I72 und I73 dargestellten Bewegungszuständen interpoliert und so ein künstliches Bild erzeugt werden, das den Bewegungszustand des Herzens zu dem korrespondierenden Zeitpunkt

punkt t_{75} darstellt. In einem einfachen Fall wird zwischen den Bewegungszuständen der Bilder I72 und I73 eine lineare Bewegung des Herzens angenommen. In einem anderen Fall ist die gesamte Bewegung des Herzens in einem Bewegungsmodell beschrieben, womit die nahezu exakte Bewegung des Herzens zwischen den Akquisitionszeitpunkten der Bilder I72 und I73 interpoliert und ein Bild des Bewegungszustands zum korrespondierenden Zeitpunkt t_{75} bestimmt werden kann.

Die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist nicht auf ein Referenzbild beschränkt. Liegt eine Bildsequenz mit mehreren Referenzbildern vor, so kann für jedes einzelne Referenzbild mit Hilfe des Verfahrens ein Korrespondenzbild bestimmt oder erzeugt werden.

In Fig. 8 ist ein medizinisches Röntgenuntersuchungssystem schematisch dargestellt. Das System weist eine Röntgenquelle 40 auf, die dazu vorgesehen ist, Röntgenstrahlen 42 so zu emittieren, dass sie ein zu untersuchendes Objekt, hier einen auf einem für Röntgenstrahlen durchlässigen Tisch 43 ruhenden Patienten 41, durchdringen und von einem sich unter dem Tisch 43 befindlichen Röntgenbilddetektor 44 detektiert werden können. Der Röntgenbilddetektor 44 weist eine Anordnung von röntgenempfindlichen Sensorelementen auf. Durch die organspezifische Schwächung der Röntgenstrahlen 42 bei der Durchdringung des Patienten 41 entsteht im Röntgenbilddetektor 44 ein Bild, dessen Daten 45 an eine Datenverarbeitungseinheit 46 weitergegeben werden. Diese Datenverarbeitungseinheit 46, die auch weitere, hier nicht näher erläuterte Systemsteuerungsaufgaben übernehmen kann, bereitet die ankommenden Bilddaten 45 so auf, dass ein für einen Betrachter optimiertes Bild entsteht. Diese aufbereiteten Bilddaten 47 gelangen dann zu einer Visualisierungseinheit 48, beispielsweise einem Monitor, wo sie einem Betrachter zur Verfügung gestellt werden können. Die Datenverarbeitungseinheit kann optional programmierbar ausgestaltet sein. In diesem Fall steht ein an die Datenverarbeitungseinheit 46 gekoppeltes Datenlesegerät 52 zur Verfügung, mit dem ein Computerprogramm von einem Computerprogrammprodukt gelesen und in die Datenverarbeitungseinheit 46 übertragen werden kann. Das Computerprogramm ermöglicht

der Datenverarbeitungseinheit unter anderem die Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens.

An dem Patienten sind Elektroden angeschlossen, die mit einem EKG-Gerät 51 verbunden sind. Hier ist beispielhaft nur eine Anschlussleitung 50 mit einer am Körper angebrachten Elektrode dargestellt. In Realität werden bekanntermaßen mehrere Elektroden sowie wenigstens eine hier nicht dargestellte Elektrode für ein Referenzpotential (häufig Erde) verwendet. Das an die Datenverarbeitungseinheit 46 gekoppelte EKG-Gerät ermittelt während der von der Datenverarbeitungseinheit 46 gesteuerten Röntgenbildakquisition das EKG des Patienten 41 und stellt es der Datenverarbeitungseinheit 46 zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens zur Verfügung.

Weiterhin ist ein Katheder 49 dargestellt, der bei kardiologischen Untersuchungen typischerweise in der Leistengegenden des Patienten in ein Blutgefäß eingeführt wird. Von dort aus schiebt der Arzt die Katheterspitze bis zum Herzen vor, wobei er zur Navigationshilfe im Körper Röntgenbildsequenzen mit niedriger Dosis akquiriert. Am Herzen angekommen wird durch den Katheder Kontrastmittel in die Blutgefäße des Herzen injiziert. Kurz vor Austritt des Kontrastmittels aus der Katheterspitze werden der Röntgenbilddetektor 44 und die Röntgenquelle 40 für die folgenden Akquisitionen in einen Hochdosis-Betriebszustand umgeschaltet, wodurch detailreiche Hochdosisbilder des mit Kontrastmittel gefüllten Gefäßbaums des Herzens erzeugt werden.

Anschließend wird die Röntgenstrahlung abgeschaltet oder es werden wieder Niedrigdosisbilder erzeugt, wenn der Arzt Navigationshilfen für weitere Aktionen benötigt. In der Datenverarbeitungseinheit 46 sind die den mit Kontrastmittel gefüllten Gefäßbaum darstellenden Hochdosisbilder gespeichert. Diese können mit Hilfe des von dem EKG-Gerät 51 erzeugten EKG und dem erfindungsgemäßen Verfahrens in oben beschriebener Art und Weise mit den Niedrigdosisbildern oder mit weiteren Hochdosisbildern, die den Gefäßbaum ohne Kontrastmittel darstellen, überlagert und dem Arzt mit der Visualisierungseinheit 48 präsentiert werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann in unterschiedlichen kardiologischen Untersuchungen zur Anwendung kommen. Hier zwei Beispiele:

1. Von dem schlagenden Herzen werden mehrere Herzschläge ohne injiziertes Kontrastmittel akquiriert. Anschließend werden einige wenige Herzschläge oder nur ein Herzschlag mit Kontrastmittel und danach wieder einige ohne Kontrastmittel akquiriert. Nachdem für mehrere oder alle Bilder eines Herzschlags, die das mit Kontrastmittel gefüllte Herz darstellen, durch die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens jeweils ein Bild ohne Kontrastmittel ermittelt und voneinander Subtrahiert wurden, liegt die Bildsequenz eines Herzschlags vor, in der die Bilder nahezu ausschließlich den Gefäßbaum des Herzens in den unterschiedlichen Bewegungszuständen eines Herzschlags darstellen. Diese Bilder werden in einer Datenverarbeitungseinheit gespeichert und können einem Arzt wiederholt als Bewegtbildsequenz präsentiert werden. Hier bilden die Bilder mit Kontrastmittel die Referenzbilder und die Bilder ohne Kontrastmittel die Korrespondenzbilder.
2. In der Datenverarbeitungseinheit eines Untersuchungssystems liegt eine in Punkt 1. erzeugte Bildsequenz vor, deren Bilder nahezu ausschließlich den Gefäßbaum des Herzens in den unterschiedlichen Bewegungszuständen eines Herzschlags darstellen. Zur Positionierung eines Katheters am Herzen nutzt der Arzt als Navigationshilfe im Körper kontinuierlich, mit niedriger Dosis akquirierte Röntgenbildsequenzen. In diesen Sequenzen ist physikalisch bedingt der Gefäßbaum und das Herz nur schwer zu erkennen. Automatisch oder manuell veranlasst wird für ein soeben akquiriertes Röntgenbild mit Hilfe des erfindungsgemäßen Verfahrens ein Korrespondenzbild aus der abgespeicherten Sequenz ermittelt und dem Röntgenbild überlagert. Dies hat zur Folge, dass der mit Kontrastmittel gefüllte Gefäßbaum in das aktuelle Röntgenbild eingeblendet und dem Arzt eine gute Navigationshilfe geboten wird. Diese Einblendung kann wahlweise auch kontinuierlich für nahezu jedes akquirierte Röntgenbild erfolgen. Hier bilden die Bilder ohne Kontrastmittel die Referenzbilder und die Bilder mit Kontrastmittel die Korrespondenzbilder.

- Es sei an dieser Stelle angemerkt, dass das Verfahren nicht auf Röntgenuntersuchungssysteme beschränkt ist. In einem Ultraschalluntersuchungssystem kann in analoger Weise wie in dem in Fig. 8 dargestellten Röntgenuntersuchungsgerät das erfindungsgemäße Verfahren angewendet werden. Dazu werden die Referenzbilder und die
- 5 Korrespondenzbilder durch Ultraschall erzeugt, wobei entweder bei der Akquisition der Referenzbilder oder der Korrespondenzbilder ein Ultraschall-reflektierendes Kontrastmittel in die Gefäße oder zu untersuchendes Gewebe gegeben wird.

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zur Bestimmung eines Korrespondenzbildes zu einem Referenzbild
aus einer Bildsequenz eines bewegten Objekts mit Hilfe eines ersten und
5 zweiten Bewegungs-Signals, wobei
- das erste und das zweite Bewegungs-Signal jeweils den zeitlichen Verlauf der
Bewegungszustände einer ersten Bewegung und einer zweiten Bewegung des
Objekts darstellen,
 - die Bildsequenz die erste Bewegung des Objekts als eine Bildfolge von
10 Bewegungszuständen darstellt,
 - das Referenzbild einen Bewegungszustand aus der zweiten Objektbewegung
darstellt und zu einem Referenzzeitpunkt während der zweiten Bewegung des
Objekts akquiriert wird,
- 15 mit folgenden Schritten:
- a. Bestimmung einer Ähnlichkeitsfunktion durch einen
Ähnlichkeitsvergleich des ersten und zweiten Bewegungs-Signals,
 - b. Bestimmung eines Korrespondenz-Zeitpunkts in dem ersten Bewegungs-
Signal mit Hilfe der Ähnlichkeitsfunktion, wobei der Korrespondenz-
20 Zeitpunkt zu dem Akquisitionszeitpunkt des Referenzbildes aus dem
zweiten Bewegungs-Signal korrespondiert,
 - c. Bestimmung desjenigen Bildes der Bildsequenz mit Hilfe des ersten
Bewegungs-Signals, dessen Akquisitionszeitpunkt zumindest
näherungsweise mit dem Korrespondenz-Zeitpunkt übereinstimmt.
- 25
2. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet
dass die Ähnlichkeitsfunktion durch das Verfahren ‚Dynamische
Zeitverzerrung‘ gewonnen wird,

3. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass aus dem Korrespondenzbild und aus einem weiteren Bild aus der
5 Bildsequenz ein Interpolations-Bild erzeugt wird, dass zumindest
näherungsweise den Bewegungszustand des Objekts zum Korrespondenz-
Zeitpunkt in der ersten Bewegung darstellt.
4. Verfahren nach Anspruch 1,
10 dadurch gekennzeichnet,
dass das erste und zweite Bewegungs-Signal ein elektrokardiographisches Signal
bildet und die Bilder der Bildsequenz und das Referenzbild Bewegungszustände
des menschlichen oder tierischen Herzens darstellen.
- 15 5. Verfahren nach Anspruch 4,
dadurch gekennzeichnet,
dass entweder in Bildern aus der Bildsequenz oder in dem Referenzbild die
dargestellten Blutgefäße des Herzens zumindest teilweise mit Kontrastmittel
gefüllt sind.
- 20 6. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Bildsequenz eine Röntgenbildsequenz und/oder das Referenzbild ein
Röntgenbild bildet.
- 25 7. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Bildsequenz und/oder das Referenzbild ein Ultraschallbild bildet.

- 5 8. System mit einer Datenverarbeitungseinheit zur Bestimmung eines Korrespondenzbildes eines bewegten Objekts zu einem Referenzbild aus einer Bildsequenz mit Hilfe eines ersten und zweiten Bewegungs-Signals, wobei die Datenverarbeitungseinheit dazu vorgesehen ist, ein Verfahren nach Anspruch 1 auszuführen.
9. Untersuchungsgerät mit einem Röntgenbilddetektor und Mitteln zur Detektion elektrokardiographischer Signale, das ein System nach Anspruch 8 aufweist.
- 10 10. Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt, das dazu vorgesehen ist, so mit einer Datenverarbeitungseinheit zusammenzuwirken, dass die Datenverarbeitungseinheit ein Verfahren nach Anspruch 1 ausführen kann.

ZUSAMMENFASSUNG

Verfahren zur Bestimmung eines Bildes aus einer Bildsequenz.

- 5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung eines Korrespondenzbildes eines bewegten Objekts zu einem Referenzbild aus einer Bildsequenz, die die Bewegung als Abfolge von Bewegungszuständen darstellt. Dazu werden zwei Bewegungs-Signale, die die Bewegungsabläufe der jeweiligen Bewegungen repräsentieren, auf Ähnlichkeiten hin untersucht. Mit Hilfe der daraus resultierenden Ähnlichkeitsfunktion kann in der
- 10 Bildsequenz dasjenige Bild bestimmt werden, das zumindest näherungsweise den in dem Referenzbild dargestellten Bewegungszustand des Objekts darstellt. Weiterhin betrifft die Erfindung ein System, mit dem das Verfahren durchführbar ist sowie ein Computerprogramm und ein Computerprogrammprodukt, das einer Datenverarbeitungseinheit die Durchführung des Verfahrens ermöglicht.

15

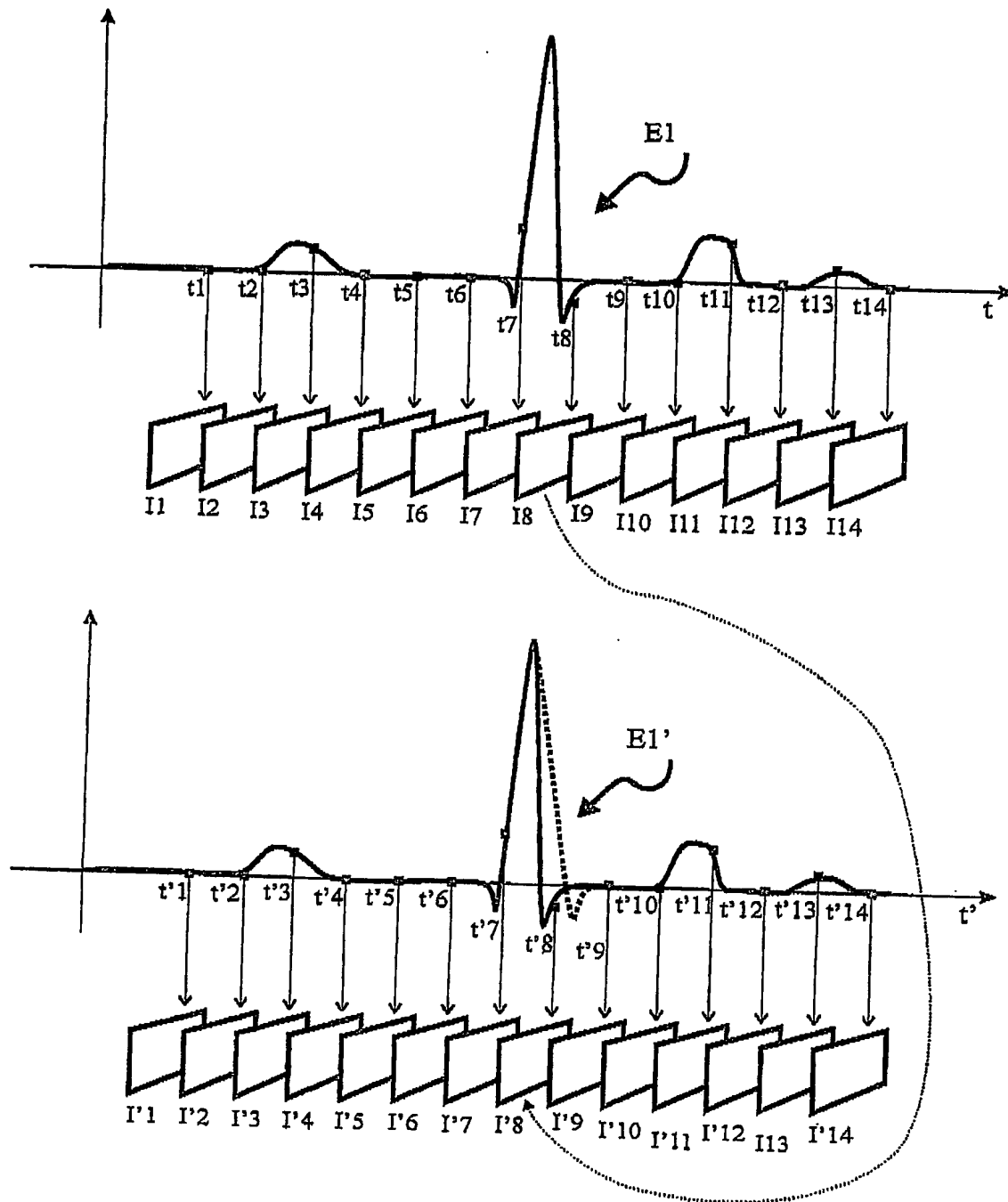


Fig. 1

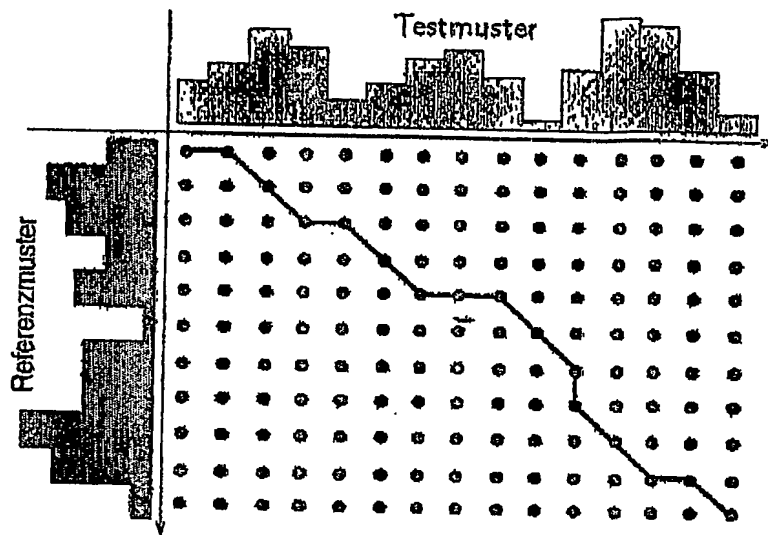


Fig. 2

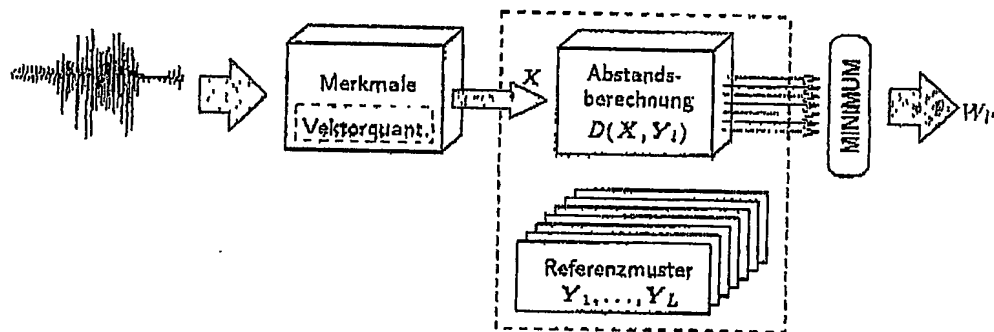


Fig. 3

PHDE020086

3/7

	y_1	y_2	y_3	y_4
x_1	1	4	5	8
x_2	4	3	2	7
x_3	7	4	9	0

LD

	y_1	y_2	y_3	y_4
x_1	1	5	10	18
x_2	5	4	6	13
x_3	12	8	13	6

KD

	y_1	y_2	y_3	y_4
x_1				
x_2				
x_3				

RZ

	y_1	y_2	y_3	y_4
x_1				
x_2				
x_3				

LT

Fig. 4

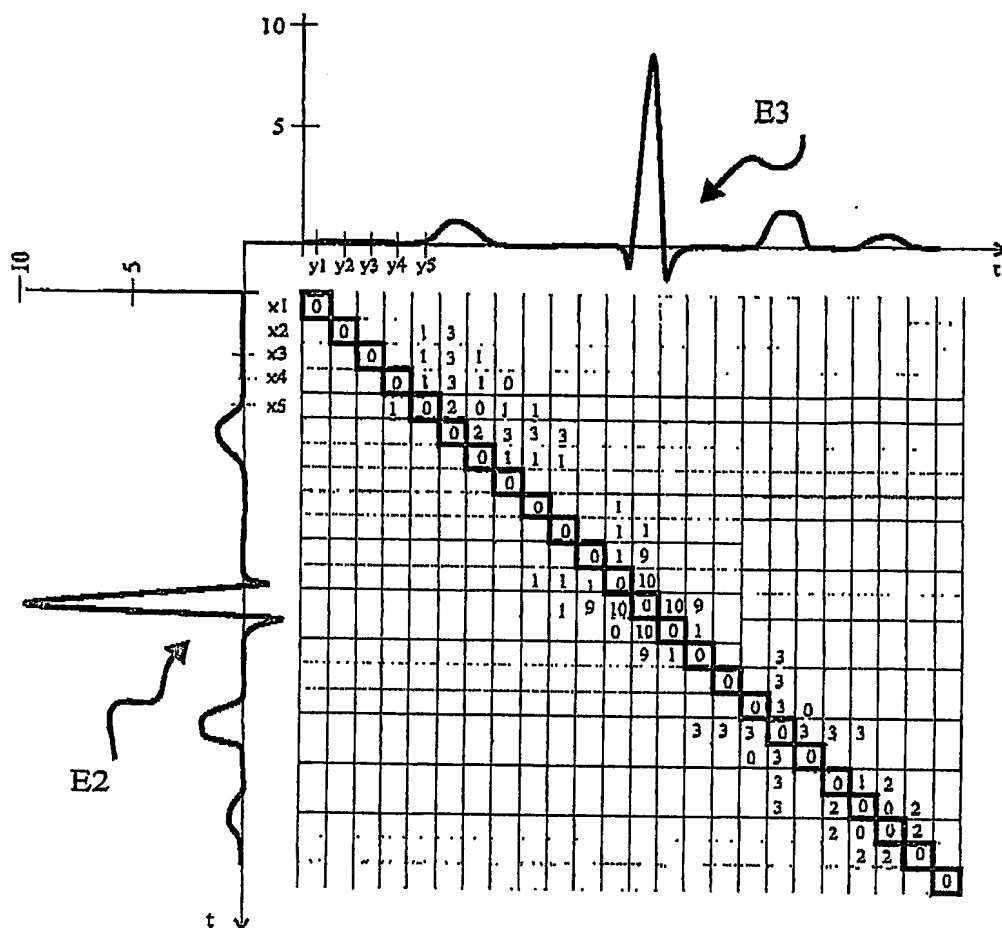


Fig. 5

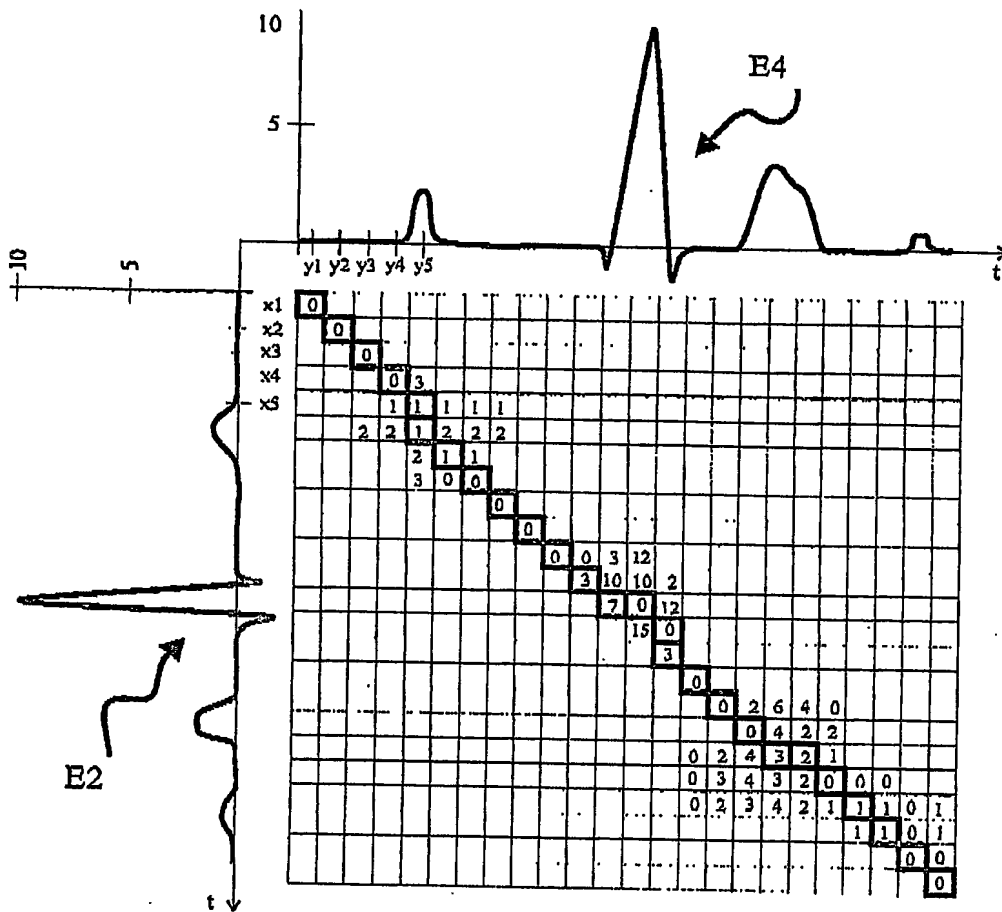


Fig. 6

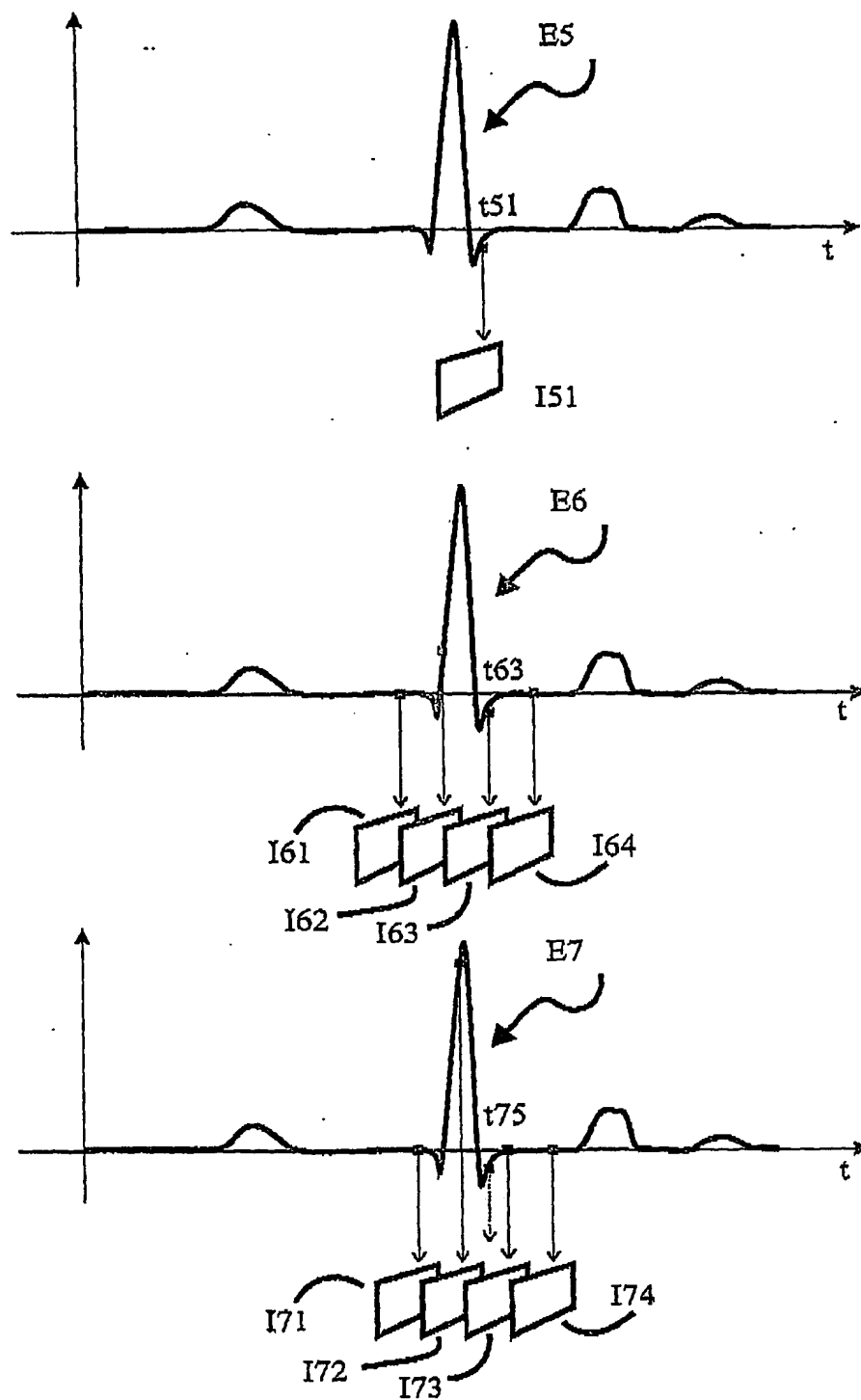


Fig. 7

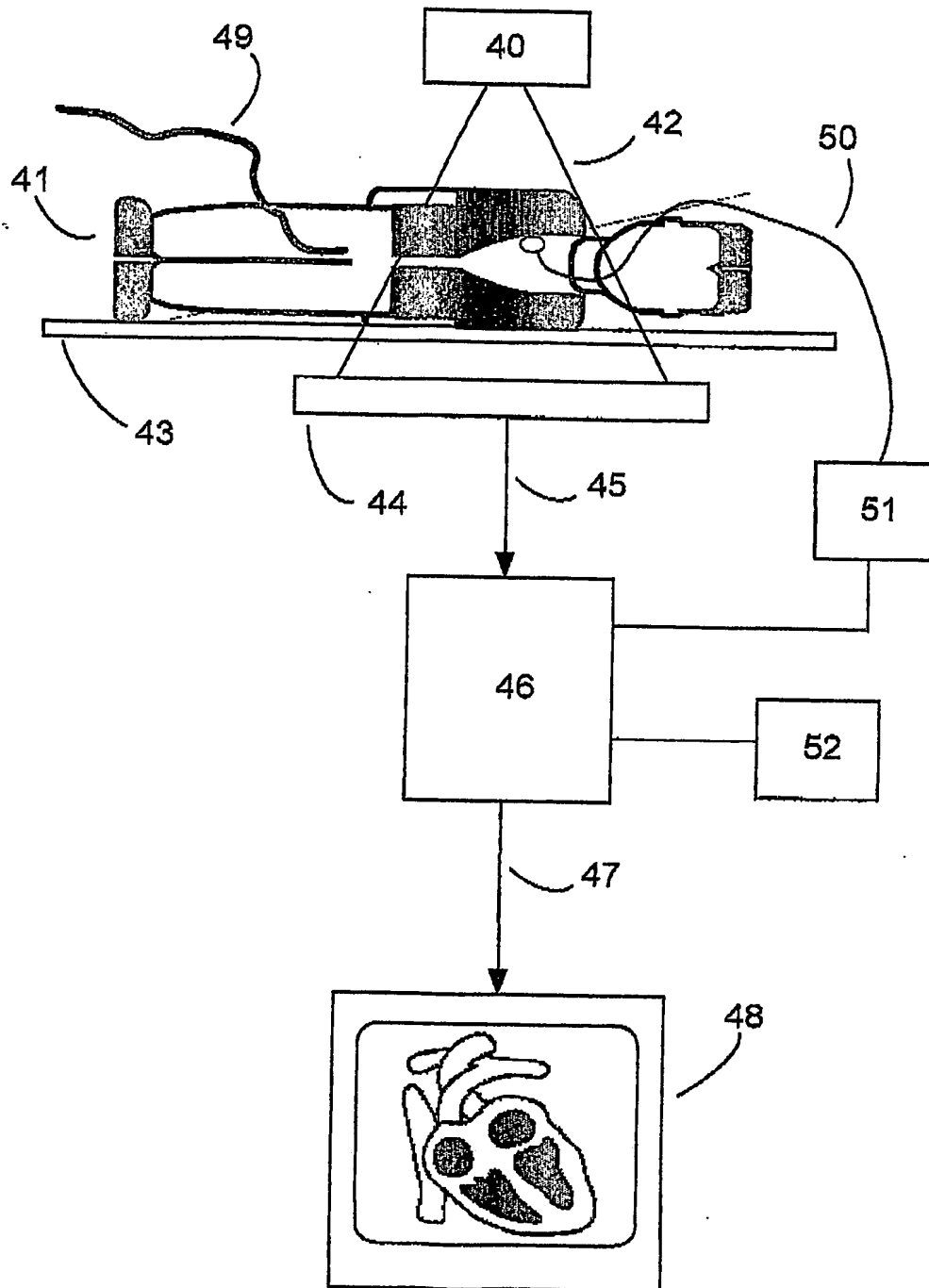


Fig. 8

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.